

Aus der Orthopädischen Klinik
der Justus Liebig-Universität Giessen
Direktor: Prof. Dr. H. Rettig

**Technik und Anwendungsmöglichkeiten des
Harmonisierungs- und Subtraktionsverfahrens
in der Orthopädie,
insbesondere Untersuchung der elektronischen Methoden**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
des Bereichs Humanmedizin
der Justus Liebig-Universität zu Giessen

vorgelegt von
ADA BAUMEISTER
aus Ehringshausen

Giessen 1974

Aus der Orthopädischen Klinik
der Justus Liebig-Universität Giessen
Direktor: Prof. Dr. H. Rettig

**Technik und Anwendungsmöglichkeiten des
Harmonisierungs- und Subtraktionsverfahrens
in der Orthopädie,
insbesondere Untersuchung der elektronischen Methoden**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
des Bereichs Humanmedizin
der Justus Liebig-Universität zu Giessen

vorgelegt von
ADA BAUMEISTER
aus Ehringshausen

Giessen 1974

Dekan : Prof. Dr. D. Ringleb
Referent : Prof. Dr. W. Schwetlick
Correferent: Prof. Dr. S. Bayindir



Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 <u>Einleitung</u>	1
1.1 Fragestellung	1
1.2 Material und Methodik	3
2 <u>Kontrastharmonisierung</u>	6
2.1 Überblick über ältere Verfahren der Harmonisierung	6
2.2 Elektronische Kontrastharmonisierung	7
2.3 Bildbeispiele zur elektronischen Kontrastharmonisierung	12
2.4 Ergebnisse	21
3 <u>Subtraktion</u>	23
3.1 Fotografische Subtraktion	23
3.2 Elektronische Subtraktion	24
3.3 Bildbeispiele zur Subtraktion	26
3.4 Ergebnisse	37
5 <u>Zusammenfassung</u>	38
6 <u>Literaturverzeichnis</u>	40

1 Einleitung

1.1 Fragestellung

In der vorliegenden Arbeit werden anhand von Beispielen zwei Verfahren - Kontrastharmonisierung und Subtraktion - beschrieben, die durch elektronische bzw. fotografische Methoden Röntgenbilder so beeinflussen, daß die darin enthaltenen Informationen besser erkannt werden. Die diagnostische Fragestellung bestimmt die Anwendung des einen oder anderen Verfahrens.

Die Gesamtheit der Informationen, die ein Röntgenbild bietet, ist zu groß; man kann sie beim Betrachten nicht allesamt aufnehmen. Um ein Röntgenbild beurteilen zu können, muß man eine Informationsauswahl treffen; die Diagnose wird gestellt, indem die für die Diagnose unwichtigen Anteile des Röntgenbildes unberücksichtigt bleiben. Das Erkennen der wichtigen Befunde würde durch solche Methoden erleichtert, die den Bildinhalt dergestalt verändern bzw. aufbereiten, daß die für die Diagnose wichtigen Anteile der Röntgenaufnahme hervortreten.

Im Röntgenbild wird nicht entsprechend der Fotografie die naturgetreue Abbildung des Gegenstandes gefordert. Im Gegenteil kann sogar eine Modifikation des Bildinhaltes erwünscht sein, wenn dadurch die Aussagekraft und damit das Stellen der Diagnose verbessert wird.

Wenn man davon ausgeht, daß der pathologische Befund des Röntgenbildes hauptsächlich in den geringen strukturellen Abweichungen, den feinen Konturen und Details liegt, ist die Folge, daß die großflächigen Bildanteile, die beim orientierenden Betrachten des Röntgenbildes sowieso schon wahrgenommen

werden, für die Befunderhebung weniger wichtig sind. Daher erscheint es zweckmäßig, die entscheidenden Bildanteile zu verstärken, damit sie deutlicher werden.

Diese für die Diagnose wesentlichen Bildanteile, die pathologischen Befunde, entsprechen den "Feinkontrasten", im Gegensatz dazu werden die flächenhaften Bildanteile, der weniger wichtige Teil des Röntgenbildes, als "Grobkontraste" bezeichnet.

Durch eine allgemeine Kontrastverstärkung würden gleichzeitig mit den Feinkontrasten auch die Grobkontraste verstärkt. Damit würde keine verbesserte Aussage erzielt; sondern durch Hervorheben der feinen Konturen und Begrenzungen muß eine Abschwächung der gleichmäßigen, flächenhaften Schwärzungen herbeigeführt werden.

Diese Bedingung ist durch die elektronische Kontrastharmonisierung (21, 22) erfüllt.

Mit dem Subtraktionsverfahren (24, 25) wird der Unterschied in zwei Röntgenbildern hervorgehoben, indem diejenigen Anteile, die auf beiden Bildern unverändert dargestellt sind und für die Diagnose unwesentlich sind, unterdrückt werden.

Von Bedeutung ist dieses Verfahren in der Angiologie (6, 20), wo im Gefäßverlauf die diagnostische Hauptinformation besteht. Leer- und Füllungsaufnahme eines Angiogramms werden subtrahiert, als Ergebnis erscheinen im Subtraktionsbild die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße frei von Überlagerungen.

Im Angiogramm wäre ein Kontrastverstärkungsverfahren mit dem Zweck der Verdeutlichung der Feinkontraste, entsprechend der Harmonisierung, nicht von Vorteil. Denn damit wäre auch eine Verstärkung

der anderen Objekte, z.B. Knochen und Weichteile, verbunden, die an bestimmten Stellen die Gefäße, die verdeutlicht werden sollen, überlagern.

Gerade bei der Beurteilung von Skelettumoren erscheint die Anwendung des Subtraktionsverfahrens sinnvoll, da das Erkennen einer pathologischen Vaskularisation im normalen Angiogramm durch Überlagerungen erschwert sein kann.

Bisher liegt in der Neurologie das Hauptanwendungsgebiet der Subtraktion zur Darstellung der cerebralen Gefäßverläufe.

Aufgabe dieser Arbeit ist die Untersuchung, ob für das orthopädische Fachgebiet die Kontrastharmonisierung eine Bereicherung der diagnostischen Möglichkeiten darstellt und ob durch das Subtraktionsverfahren eine erhöhte Aussagekraft der Angiographien, speziell in der Tumordiagnostik, zu erzielen ist.

1.2 Material und Methodik

150 Röntgenbilder von Knochenerkrankungen (z.B.: M. Scheuermann, M. Calvé-Legg-Perthes, Tuberkulose, Spondylitis ancylopoetica, Arthrosen, Tumore, Mißbildungen) wurden harmonisiert.

Ferner wurden von 12 Angiographien Subtraktionen ausgeführt, sowohl elektronisch als auch auf fotografischem Wege. In den entsprechenden Kapiteln werden jeweils Beispiele gebracht. Bei beiden Verfahren wurden die elektronisch gewonnenen Bilder mit dem Subtraktionsgerät mit Harmonisierungszusatz der Firma Siemens hergestellt.

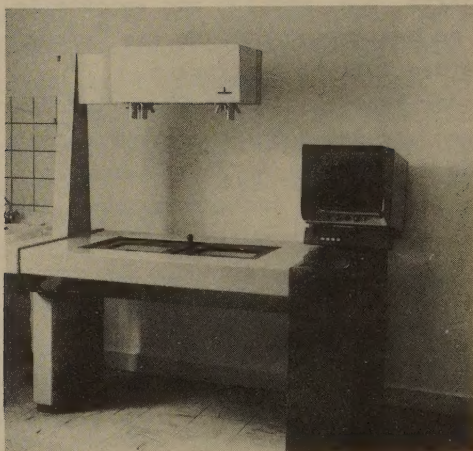


Abb. 1: Elektronisches Subtraktionsgerät mit Harmonisierungszusatz

Die Röntgenbilder, die harmonisierten Bilder und die elektronischen Subtraktionsbilder wurden vom Sichtschirm des Harmonisierungsgerätes mit einer Leica-Kamera auf Stativ abfotografiert. Die verwendete Filmsorte war Isopan F (Agfa) 17 DIN. Für das Fotografieren mußten Daten gefunden werden.

Folgende Werte wurden geprüft:

<u>Entfernung</u>	<u>Blende</u>	<u>Belichtungszeit</u>
60 cm	3,5	0,25 sec
60 cm	4,5	0,5 sec
60 cm	6,3	1,0 sec
60 cm	9,0	2,0 sec

Die Entfernung der Kamera vom Sichtschirm erwies sich mit 60 cm als günstig, weil in diesem Abstand der Sichtschirm im Sucher der Kamera voll erschien. Die ersten Bildreihen wurden in allen Einstellmöglichkeiten fotografiert, dabei ergaben Blende 4,5 und Belichtungszeit 0,5 sec die besten Ergebnisse. Diese Einstellung wurde dann für das weitere Fotografieren gewählt.

Der Film wurde 7 min lang im Filmentwickler Rodinal (Agfa) bei einer Temperatur von 18 Grad Celsius entwickelt. Die Positive wurden auf dem mittelharten Fotopapier BW 1 (Agfa), Größe 9 x 12 cm, im Papierentwickler Neutol S (Agfa) bei 20 Grad Celsius hergestellt.

Eindeutig objektivierbare Maßstäbe dafür, wie weit ein Röntgenbild aussagekräftig und bezüglich der informationswichtigen Details gelungen ist, sind nicht vorhanden. Zwar kann man bestimmte Daten wie Schärfe, Kontrast, Erkennbarkeit der dargestellten Details heranziehen, doch wesentlich wird das Röntgenbild nach dem subjektiven Eindruck des Betrachters beurteilt ⁽⁸⁾. Bei den harmonisierten Bildern war ausschlaggebend, wie weit sie die diagnostische Aussage erhöhen, bzw. das Stellen der Diagnose erleichtern. Die Subtraktionsbilder wurden nach der Erkennbarkeit der Gefäßverläufe im Vergleich zu der üblichen Füllungsaufnahme beurteilt. Außerdem wurden die elektronisch und fotografisch hergestellten Subtraktionsbilder verglichen.

2 Kontrastharmonisierung

2.1 Überblick über ältere Verfahren der Harmonisierung

Spiegler und Kalman haben 1931 über ein Kontrastverstärkungsverfahren ⁽²³⁾ berichtet, das auf einem Fotokopierprozeß mit dem Prinzip einer unscharfen Maske beruht.

Die Röntgenaufnahme ist als Negativ anzusehen. Davon wird ein unscharfes Diapositiv - unscharfe Maske - hergestellt, indem man beim Kopieren zwischen Negativ und Positivmaterial einen Abstand von 1 cm beläßt. Diejenigen Bildbereiche, die auf der Röntgenaufnahme dominieren, sind auch auf der unscharfen Maske relativ deutlich dargestellt. Die feinen Strukturen sind auf der unscharfen Maske nicht enthalten.

Man legt Diapositiv und Original aufeinander und stellt einen Kontaktabzug her. Darauf sind die Grobkontraste des Originalröntgenbildes, die sich auf die unscharfe Maske übertragen hatten, nur in einem einheitlichen Grauton zu sehen. Die Feinkontraste, die nicht auf der unscharfen Maske enthalten sind, werden auf der Kopie verdeutlicht.

Dieses Verfahren ist mit viel Zeitaufwand verbunden und für die Praxis nicht geeignet. Man müßte mehrere Kopien herstellen, um eine auszuwählen, die bezüglich der Fragestellung am aussagekräftigsten ist.

Das "LogEtron"-Verfahren ⁽⁵⁾, mit welchem elektronische Hilfsmittel verwendet werden, hat für die Diagnostik keine Bedeutung erlangt.

Bischoff und Schott haben 1957 über ein Verfahren mit Hilfe fernsehtechnischer Mittel ⁽⁴⁾ berichtet. Damit werden Stellen, die in Richtung der Zeilen eines Fernsehrahsters liegen, nicht verstärkt.

Diesen Nachteil gleicht das "Ampliskop" (28) aus, da es eine richtungsunabhängige Detailverdeutlichung ermöglicht:

Eine Fernsehkamera erzeugt ein unscharfes Bild der Röntgenaufnahme, während zur gleichen Zeit eine zweite Kamera ein scharfes Bild aufnimmt. Beide Signale werden in regelbarem Verhältnis miteinander vermischt, und im resultierenden Bildsignal wird ein harmonisiertes Röntgenbild gewonnen, das sich auf einem Fernsehschirm darstellt. Der Grad der Harmonisierung hängt ab vom Grad der Unschärfe des ersten Bildsignals.

2.2 Elektronische Kontrastharmonisierung

Bei der elektronischen Kontrastharmonisierung erfährt das Röntgenbild eine Modifizierung in der Weise, daß die feinen Strukturen, in denen die informationswichtigen Bildanteile enthalten sind, verstärkt werden (3, 9).

Die Größe der Details ist jeweils durch eine bestimmte Ortsfrequenz charakterisiert, welche gemessen wird in Perioden pro Millimeter. In den feinen Strukturen vollzieht sich ein schneller Schwarz-Weiß-Wechsel, so daß hier eine hohe Ortsfrequenz besteht, während den Grobkontrasten die tiefen Ortsfrequenzen zugeordnet sind.

Wenn es nun darauf ankommt, im harmonisierten Bild hauptsächlich die Feinstrukturen zu betonen, müssen innerhalb der elektronischen Veränderung des Röntgenbildes die hohen Ortsfrequenzen bevorzugt übertragen werden, wobei je nach diagnostischer Fragestellung die Höhe der Ortsfrequenz verändert werden muß (10).

Dies geschieht in dem unten beschriebenen Verfahren durch eine Fernsehaufnehmeröhre vom Typ Vidikon.

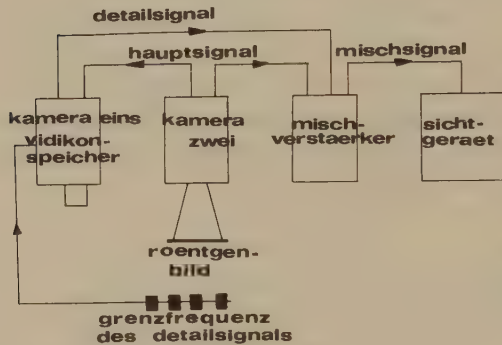


Abb.2: Prinzip der Kontrastharmonisierung durch Vidikonspeicher

Auf dem von unten beleuchteten rechten Tisch des Harmonisierungsgerätes liegt die Röntgenaufnahme, die elektronisch harmonisiert werden soll. Auf sie richtet sich Kamera 2 (Typ Vidikon), Kamera 1 (Typ Vidikon) ist verschlossen und dient als Vidikon-Speicher = Harmonisierungselement.

Das Signal der Kamera 2, die das unveränderte Röntgenbild aufnimmt, wird als Hauptsignal bezeichnet. Dieses wird gleichzeitig dem Mischverstärker und dem Vidikonspeicher zugeführt. Im Vidikonspeicher wird das Hauptsignal so modifiziert, daß auf dem resultierenden Signal hauptsächlich die Feinstrukturen dargestellt sind. Das ursprüngliche Hauptsignal des Röntgenbildes ist zum Detailsignal geworden. Das

Detailsignal des Röntgenbildes wird im Mischverstärker dem unveränderten Hauptsignal beigegeben. Mit dem jetzt entstehenden Signal speist der Mischverstärker das Sichtgerät, auf welchem das harmonisierte Bild erscheint.

Es ist notwendig, näher zu erläutern, wie das Hauptsignal im Vidikonspeicher verändert wird, indem die Arbeitsweise des Vidikonspeichers beschrieben wird: (1, 17) die elektrischen Signale des Originalröntgenbildes werden dem Mischverstärker und dem Vidikonspeicher zugeführt, an dessen Kathode sie eingeschrieben werden. Der Abtaststrahl des Vidikonspeichers wird defokussiert, so daß im Vidikonspeicher ein unscharfes Ladungsbild mit hauptsächlich tiefen Ortsfrequenzen entsteht. Dieses Bild entspricht der unscharfen Maske des Harmonisierungsverfahrens mit Hilfe fotografischer Mittel, über welches Spiegler und Kalman (23) berichtet haben. Durch die Defokussierungsänderung des Abtaststrahles können die Ortsfrequenzen des im Vidikonspeicher eingeschriebenen Bildes und damit dessen Unschärfe variiert werden. Am Ausgang des Vidikonspeichers entsteht ein Signal, das vorwiegend hohe Ortsfrequenzen enthält und als Detailsignal bezeichnet wird.

Da durch die Arbeitsweise des Vidikonspeichers im Detailsignal nur hohe Ortsfrequenzen erscheinen, wirkt der Vidikonspeicher als optischer Hochpaß, denn er läßt nur Ortsfrequenzen ab einer bestimmten Grenzfrequenz passieren. Die Grenzfrequenz ist diejenige Frequenz, oberhalb derer die Ortsfrequenzen durchgelassen werden. Sie wird durch die Defokussierung des Abtaststrahles bestimmt. Bei starker Defokussierung erhöht sich die Grenzfrequenz. Das bedeutet, daß die Unschärfe des Bildes, das im Vidikon-

speicher entsteht, vergrößert wird und im Detailsignal nur höhere Ortsfrequenzen enthalten sind.

Nach seiner Modifizierung im Vidikonsspeicher wird das Detailsignal zum Mischverstärker geleitet und dort dem unveränderten Hauptsignal beigegeben. Der Mischverstärker speist mit dem entstehenden Signal das Sichtgerät. Auf dem Fernsehschirm des Harmonisierungsgerätes erscheint das harmonisierte Bild.

Der Grad der Harmonisierung wird bestimmt durch das Mischungsverhältnis von Haupt- und Detailsignal und durch das Einstellen der Grenzfrequenz. Es gibt vier Möglichkeiten, die Grenzfrequenz einzustellen, was durch vier Tasten am Monitor erfolgt.

Entsprechend der Zeitfrequenz im Fernsehen wird die Grenzfrequenz in MHz gemessen.

Da vier Möglichkeiten bestehen, die Grenzfrequenz zu wählen, gibt es für ein Röntgenbild vier Grade der Harmonisierung.

Zur Demonstration wurde ein Röntgenbild eines Femur-Präparates angefertigt und davon alle vier Harmonisierungsmöglichkeiten.



Abb.3: Röntgenbild eines Femur-Präparates

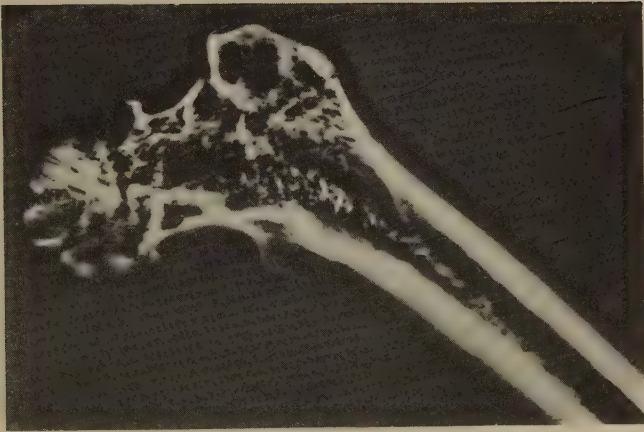


Abb.4: Filterkurve 1
Grenzfrequenz 0,3 MHz



Abb.5: Filterkurve 2
Grenzfrequenz 0,5 MHz

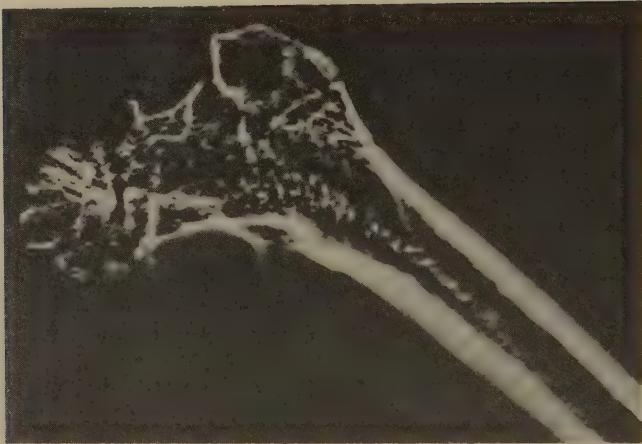


Abb.6: Filterkurve 3
Grenzfrequenz 1,1 MHz



Abb.7: Filterkurve 4
Grenzfrequenz 1,8 MHz

2.3 Bildbeispiele zur Kontrastharmonisierung

Folgende Beispiele sollen die Wirkung der Kontrastharmonisierung zeigen, wobei die aussagekräftigste Stufe der Harmonisierung jeweils gewählt wurde.



Abb. 8: S. M., 13.6.69
Röntgenbild einer Cartilaginären Exostose
am medialen Tibiacondylus rechts.
Der größte Teil der medialen Tibiastruktur
rechts wird nicht deutlich.

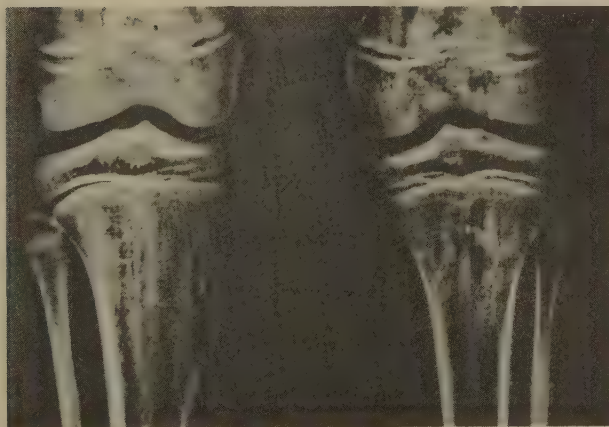


Abb. 9: harmonisiertes Bild
Die gesamte Knochenstruktur und die Corti-
calisbegrenzung des rechten medialen Tibia-
condylus kommen erst hier zur Darstellung.



Abb. 10: K.R., 9.8.21
Röntgenbild eines Plasmocytoms im proximalen Drittel des Femur



Abb. 11: harmonisiertes Bild
Der pathologische Befund ist hier lediglich plastischer und demonstrativer dargestellt als im Röntgenbild. Das harmonisierte Bild bietet keine zusätzliche Information.

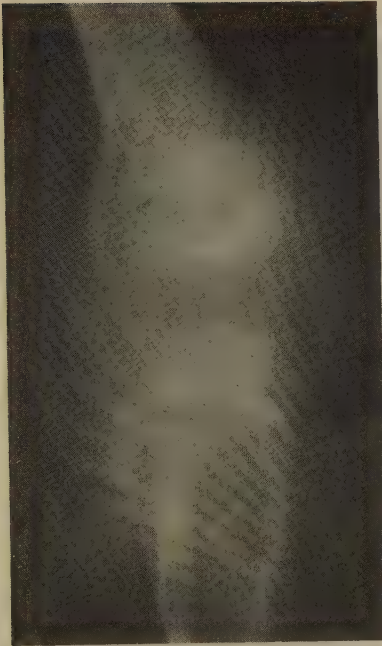


Abb. 12: U. St., 25.6.62
Röntgenbild einer Knochen-
cyste im proximalen Tibia-
anteil



Abb. 13: harmonisiertes Bild
Die Septenbildung innerhalb
der Knochenzyste, die im
Röntgenbild nur angedeutet
sichtbar ist, wird hier klar
dargestellt.



Abb. 14: H. M., 23.11.03
Röntgenbild einer Coxarthrose.
Der Gelenkspalt stellt sich nicht dar.
Wolkige Verschattungen im Bereich des Hüft-
kopfes, die gelenkspaltnahen Knochenstruktu-
ren sind nicht zu sehen.

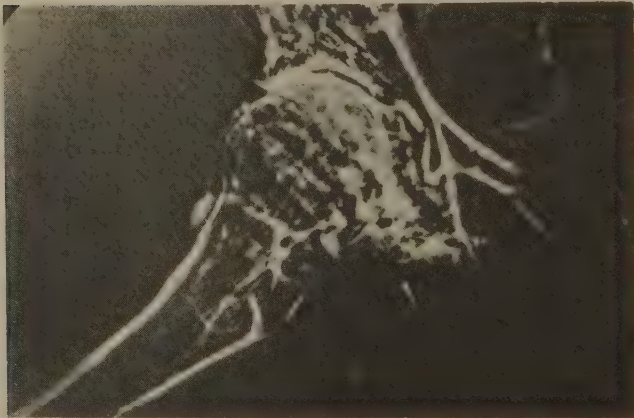


Abb. 15: harmonisiertes Bild
Der Gelenkspalt wird in seiner ganzen Aus-
dehnung dargestellt, ebenso die gelenknahen
Knochenanteile.

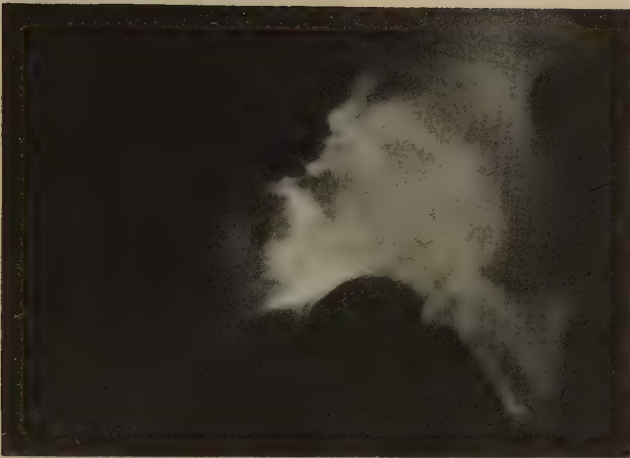


Abb 16: A. W., 8.3.05
Röntgenbild einer Coxarthrose
Der Verlauf des Gelenkspaltes ist nur ange-
deutet sichtbar. Keine Kopfstruktur.

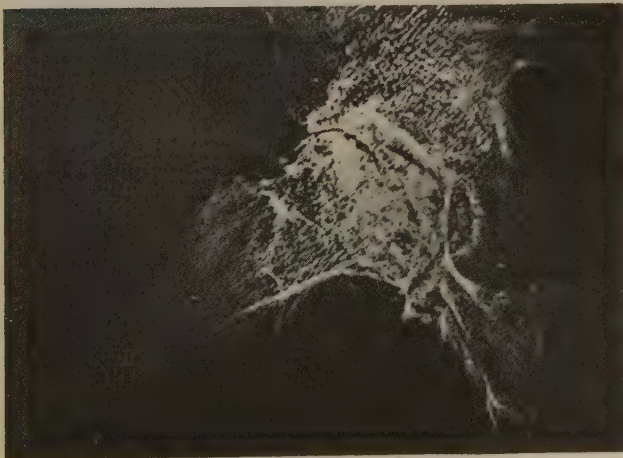


Abb. 17: harmonisiertes Bild
Der Gelenkspalt ist durchgängig sichtbar,
auch die spaltnahen Knochenanteile zeigen
ihre Struktur.

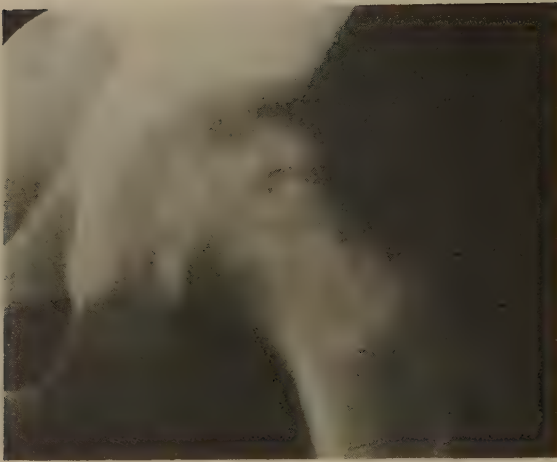


Abb. 18: W. S., 26.4.62
Röntgenbild eines M. Calve-Legg-Perthes,
wahrscheinlich Fragmentationsstadium

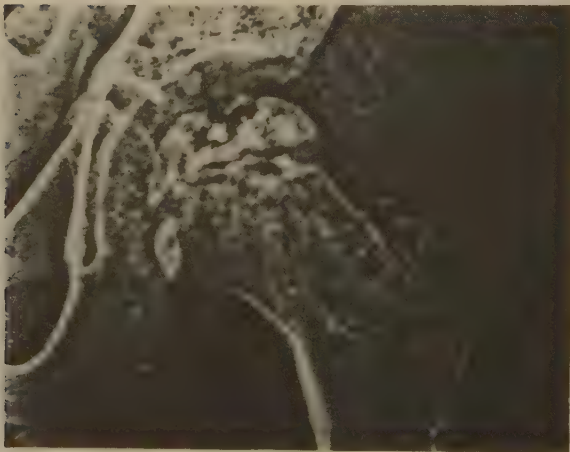


Abb. 19: harmonisiertes Bild
Das Fragmentationsstadium mit scholligem
Zerfall des Knochenkernes wird gut abge-
bildet. Im oberen Bereich der Kopfkappe
wird ein nekrotischer Herd deutlich.



Abb. 20: E. J., 7.3.25
Röntgenbild einer
Spondylolyse

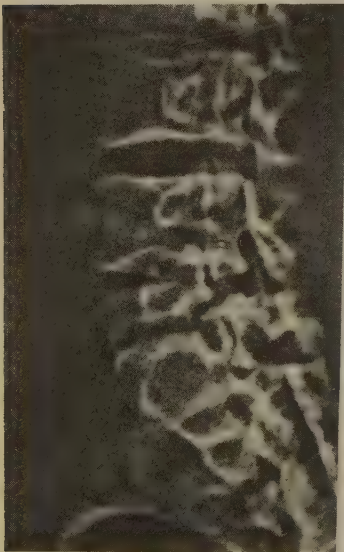


Abb.21: harmonisiertes Bild

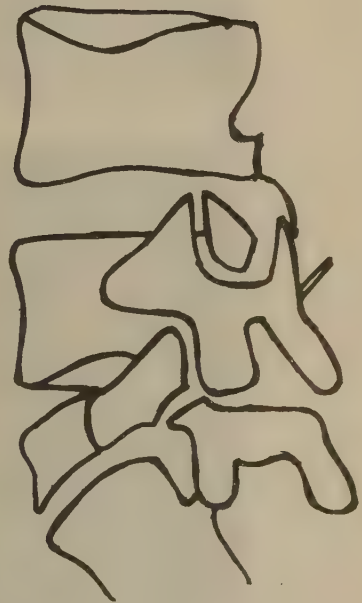


Abb.22: Skizze zu Abb.21

Die Bogenschlußstörung des 5. Lendenwirbels wird
deutlich hervorgehoben, wie es die Skizze
schematisch darstellt.



Abb. 23: T. L., 1.2.51
Röntgenbild eines
M. Scheuermann

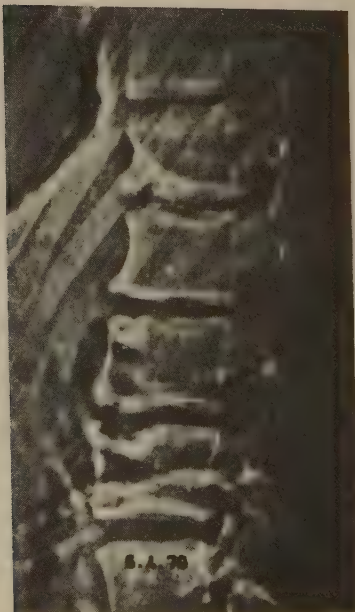


Abb. 24: harmonisiertes Bild
Die Schmorl'schen Knöt-
chen kommen hervorragend
zur Darstellung.

2.3 Ergebnisse

Beim Vergleich der elektronisch harmonisierten Bilder mit den Original-Röntgenbildern erscheinen die harmonisierten Bilder technisch bestechend, die plastische Wiedergabe der anatomischen Verhältnisse fällt auf. Wie weit diese harmonisierten Bilder eine größere diagnostische Aussagekraft mit sich bringen, wurde geprüft. Dabei wurden folgende Ergebnisse erzielt:

Wenn der krankhafte Befund bereits im Röntgenbild klar zu erkennen ist, wie es in Abb. 10 der Fall ist, bietet das Harmonisierungsverfahren für die Diagnostik keinen Gewinn. Im Unterricht, wo die genaue Darstellung der Anatomie wichtig ist, könnte es sich für die Demonstration besonderer Befunde eignen.

In den übrigen Beispielen wird der krankhafte Befund im harmonisierten Bild stark verdeutlicht, er fällt eher ins Auge und wird klarer herausgearbeitet. Zum Beispiel wird die Septenbildung innerhalb der Knochencyste in Abb. 12 erst im harmonisierten Bild voll sichtbar. Der pathologische Befund, der im harmonisierten Bild deutlich hervorgetreten ist, kann unter Einbeziehung der klinischen Fakten für das weitere therapeutische Vorgehen entscheidend herangezogen werden. In Abb. 14 und 16 sieht man die Kongruenz- und Inkongruenzverhältnisse genau, was von Bedeutung ist für die Indikationsstellung der intertrochantären Osteotomie. In Abb. 19 wird die vorwiegend betroffene Nekrose-Stelle genau dargestellt, was entscheidend ist für die Indikationsstellung der varisierenden Osteotomie bei der Perthes'schen Erkrankung, um den nekrotischen Bereich aus der Tragefläche herauszudrehen.

Falls ein Röntgenbild technisch nicht ganz gelungen ist, wie es in Abb. 8 der Fall ist - hier ist der krankhafte Befund im Röntgenbild nicht erkennbar - bietet das Harmonisierungsverfahren eine wichtige Hilfe. Denn nur im harmonisierten Bild wird der im Röntgenbild unsichtbare mediale Kniegelenksanteil herausgearbeitet.

Insgesamt kann man sagen, daß die informationswichtigen Details durch Einebnen der flächenhaften Bildbereiche klar herausgearbeitet werden, so daß das Erkennen der pathologischen Befunde erleichtert ist. Dies ist von um so größerer Bedeutung, je diskreter die Strukturen vom normalen Befund abweichen.

3. Subtraktion

Mit Hilfe des Subtraktionsverfahrens wird der Gefäßverlauf weitgehend frei von Überlagerungen dargestellt.

Zwei Röntgenaufnahmen werden angefertigt: eine Leeraufnahme und eine Füllungsaufnahme nach Injektion des Kontrastmittels (Conray 60[®]) in die Gefäße. Beide Röntgenaufnahmen werden zur Deckung gebracht und subtrahiert. Bei der Herstellung der Röntgenaufnahmen muß unbedingt beachtet werden, daß die Lagerung des Patienten unverändert bleibt. Nach Subtraktion der Aufnahmen werden Anteile, die auf beiden Bildern unverändert vorhanden sind, weitgehend ausgelöscht. Sie stellen die unwichtigen Informationen dar. Der Unterschied beider Röntgenbilder, den in der Füllungsaufnahme die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße darstellen, wird hervorgehoben. Die Gefäße bilden die diagnostische Hauptinformation. Zu einer vollständigen Auslöschung der die Gefäße überlagernden Bereiche, z.B. Knochen oder Weichteile, kommt es nicht, denn die Orientierung über die Lokalisation des Befundes soll erhalten bleiben.

Es ist möglich, die Subtraktion auf elektronischem oder fotografischem Wege auszuführen.

3.1 Fotografische Subtraktion

Bei der fotografischen Subtraktion (2, 16, 18) wird von einem Röntgenbild (Leeraufnahme) eine Diapositivkopie hergestellt. Diese wird mit der Füllungsaufnahme genau zur Deckung gebracht. Davon wird ein Abzug angefertigt, auf welchem die übereinstimmenden Bildanteile weitgehend ausgelöscht sind. Erhalten bleibt die Differenz beider Bilder.

Folgendermaßen wird die fotografische Subtraktion ausgeführt:

Zur Herstellung der Positivkopie der Leeraufnahme wurde der weiche Reprofilm für Halbtonaufnahmen F 04 (Agfa) verwendet, die Belichtungszeit im Kopiergerät betrug 10 sec. Der Halbtonfilm wurde im Papierentwickler Neutol S (Agfa) bei 20 Grad Celsius verarbeitet. Die Entwicklungszeit betrug unterschiedlich 30 - 60 sec. Sie war für alle Positivkopien der einzelnen Leeraufnahmen anders, da die Helligkeiten der Positivkopie umgekehrt den Schwärzungen der Füllungsaufnahme entsprechen mußten. Meistens wurden mehrere positive Masken angefertigt, unter welchen diejenige ausgewählt wurde, mit welcher im Subtraktionsbild das beste Ergebnis erzielt wurde.

Positivkopie der Leeraufnahme und Füllungsaufnahme wurden genau zur Deckung gebracht und im Kopiergerät auf den Röntgenfilm Curix Copy (Agfa) gebracht. Die Belichtungszeit dauerte 60 - 90 sec. Das Subtraktionsbild wurde im Röntgenentwickler 5 min. bei 18 Grad Celsius entwickelt.

3.2 Elektronische Subtraktion

Beim elektronischen Subtraktionsverfahren (11,13, 14, 26, 27) werden die beiden Röntgenbilder in elektrische Signale verwandelt, nach elektronischer Subtraktion erscheint das Differenzbild auf dem Fernsehschirm des Subtraktionsgerätes.

Leer- und Füllungsaufnahme liegen auf den von unten beleuchteten Tischen des Subtraktionsgerätes und werden von zwei Fernsehkameras (Typ Vidikon) aufgenommen. Die Kameras laufen synchron, die Signale der beiden Röntgenbilder müssen deckungsgleich sein. Durch Verschieben zweier Regler am Gerät in vertikaler und horizontaler Richtung werden die Bilder elektronisch zur Deckung gebracht.

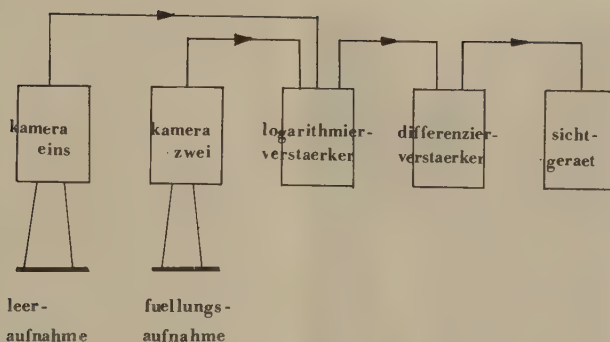


Abb. 25: Prinzip der elektronischen Subtraktion

Beim elektronischen Subtraktionsverfahren werden die Schwärzungen der Röntgenbilder subtrahiert; im Subtraktionsbild erscheinen die Schwärzungsdifferenzen, nämlich die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße. Die Schwärzung folgt einer logarithmischen Funktion. Sie ist definiert als der Logarithmus des Quotienten von der Intensität des auftreffenden und des durchgelassenen Lichtes. Deshalb werden die linearen Werte der Video-Signale der Röntgenbilder logarithmisch umgewandelt.

Nach der logarithmischen Umwandlung im Logarithmierverstärker werden das Signal von Kamera 1 und das umgepolte Signal von Kamera 2 gemischt, und übereinstimmende Impulse werden gelöscht. Die Differenz beider Aufnahmen erscheint auf dem Sichtgerät.

3.3 Bildbeispiele zur Subtraktion



Abb. 26: N. C., 28.5.41
Leeraufnahme eines Unterschen-
kels wegen Verdachts
auf Osteomyelitis



Abb. 27: Füllungsaufnahme
kein auffälliger Befund



Abb. 28: Subtraktionsbild
(elektronisch)
Die Arterien, auch die
kleinen, werden vollständig
dargestellt. Der reguläre
Gefäßverlauf gibt keinen
Anhalt für Osteomyelitis.



Abb. 29: Subtraktionsbild
(fotografisch)
Im Vergleich zu dem
elektronisch gewonnenen
Subtraktionsbild sind die
Gefäßverläufe schwächer
dargestellt und können
nicht so weit verfolgt
werden.



Abb. 50: A. R., 27.5.27
Leeraufnahme eines Chondrosarkoms am
medialen Schenkelhals

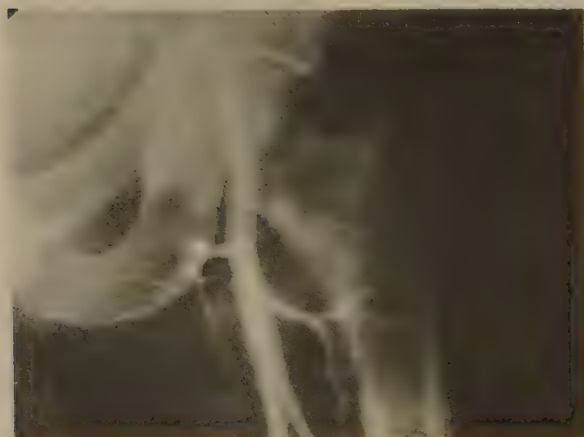


Abb. 51: Füllungsaufnahme
Die arteria femoralis und ihre Äste im
Bereich der oberen Hälfte des Oberschenkels
sind dargestellt.



Abb. 32: Subtraktionsbild (elektronisch)
Die Knochenstruktur wird zurückgedrängt,
die Gefäße heben sich besser ab.
Kleine Gefäße, die vor allem von der
arteria circumflexa femoris lateralis
abgehen, zeigen einen pathologischen
"korkenzieherartigen" Verlauf und
Kaliberschwankungen.

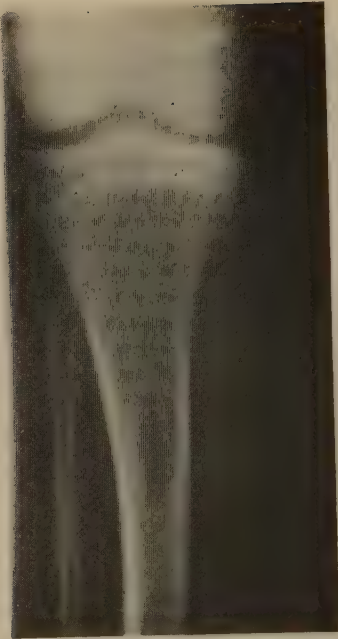


Abb. 33: M. K., 6.4.56
Leeraufnahme eines Unterschenkels auf Grund einer unklaren Aufhellung in der Tibia

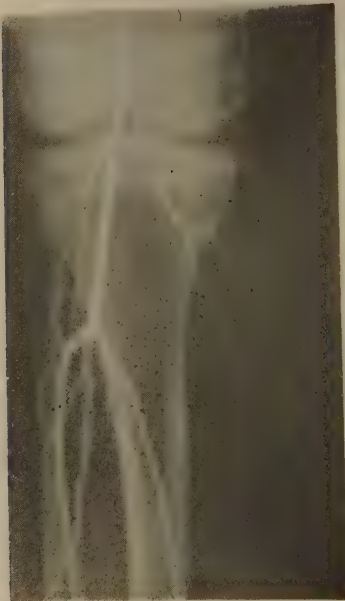


Abb. 34: Füllungsaufnahme
Am Gefäßbild bestehen keine pathologischen Veränderungen.



Abb. 35: Subtraktionsbild
(elektronisch)
Eine vermehrte Gefäßansammlung ist nicht sichtbar, weder entzündlich noch maligne. Sehr feine Gefäßverläufe, die auf der Füllungsaufnahme nicht oder nur schwach zu sehen sind, werden hier sichtbar.

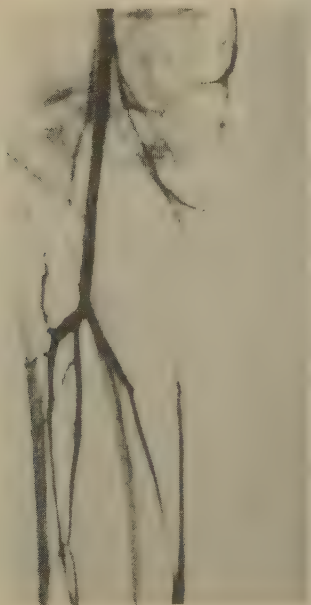


Abb. 36: Subtraktionsbild
(fotografisch)
Die großen Gefäßäste werden ebenfalls gut dargestellt, weniger deutlich sind die feinen Gefäße.



Abb. 37: S. K., 12.9.52
Exostose im Bereich des
proximalen Humerus
Leeraufnahme



Abb. 38: Füllungsaufnahme
Im Bereich der Exostose
besteht keine pathologische
Vaskularisation. Die
arteria brachialis wird
durch die Exostose ein-
geengt.



Abb. 39: Subtraktionsbild
(elektronisch)
Alle Gefäße und besonders die
feinen Verästelungen werden
sehr gut abgebildet. Es
werden Gefäßbezirke sicht-
bar, die auf der Füllungs-
aufnahme nicht zu sehen
sind.

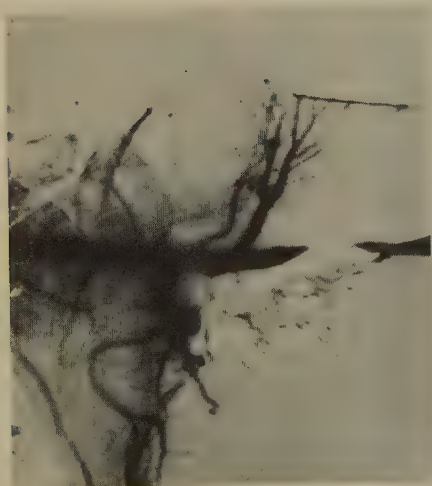


Abb. 40: Subtraktionsbild.
(fotografisch)
Die Darstellung der Haupt-
gefäße ist gut, nur werden
die kleinen Äste nicht
genügend herausgearbeitet.

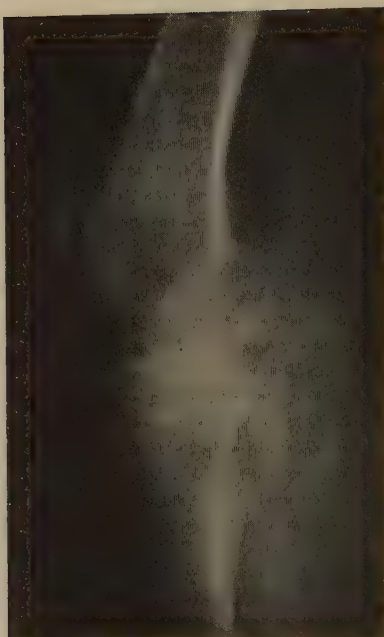


Abb. 41: E. K., 27.7.05
Chondrosarkom am Tibiakopf
Leeraufnahme

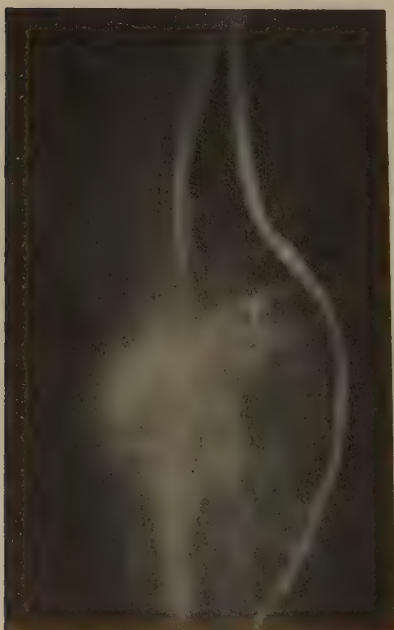


Abb. 42: Füllungsaufnahme
Eine vermehrte Vaskularisation
wird sichtbar, weniger deut-
lich sind die einzelnen
Gefäßverläufe. Besonders im
Bereich des Kniegelenkes
sind durch Kontrastmittel-
imbibitionen die Gefäße nicht
zu erkennen.



Abb. 43: Subtraktionsbild
(elektronisch)
Von der arteria poplitea aus werden zahlreiche, zum Teil "korkenzieherartig" gewundene pathologische Gefäße sichtbar. Die einzelnen Gefäßäste heben sich von den Kontrastmittelseen besser ab als im Füllungsbild.

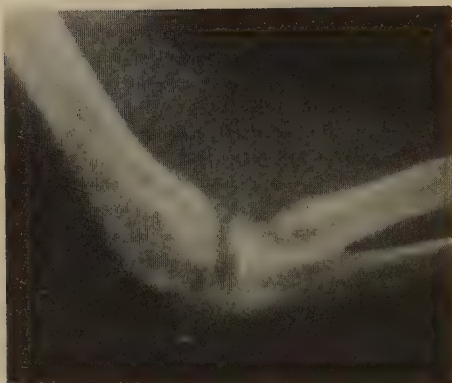


Abb. 44: H. H., 23.2.14
Tuberkulöse Fistel des
Ellenbogens
Leeraufnahme

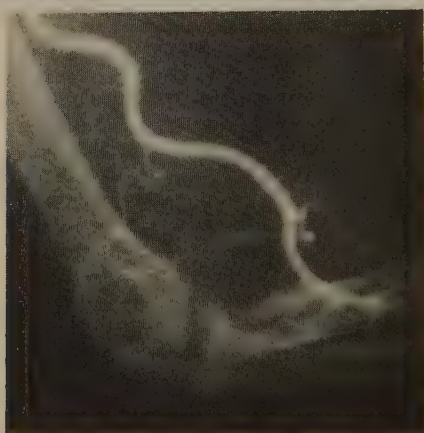


Abb. 45: Füllungsaufnahme
Einige Gefäße werden
deutlich.



Abb. 46: Subtraktionsbild
(elektronisch)
Der Gefäßreichtum dieses
Gebietes- wie er nicht
typisch ist für M.Koch-
kommt deutlicher zur Dar-
stellung als in der
Füllungsaufnahme, vor
allem werden Gefäßäste
herausgearbeitet, die
auf der Füllungsaufnahme
nur schwach zu sehen sind.

3.4 Ergebnisse

In den Subtraktionsaufnahmen werden durch Unterdrücken der Knochenstrukturen die Gefäße hervorgehoben, sie sind leichter zu beurteilen und können bis in ihre kleinsten Verästelungen verfolgt werden.

Wenn das Angiogramm technisch nicht einwandfrei ist, kann durch Subtraktion ein solches Angiogramm noch voll verwertet werden. Zum Beispiel sind in Abb. 38 einige Gefäßbezirke nicht sichtbar und kommen erst im Subtraktionsbild voll zur Abbildung. Ist ein krankhafter Befund in den Bereichen der schlechten Gefäßdarstellung lokalisiert, kann er durch die Subtraktion dargestellt werden.

In allen Beispielen fällt auf, daß die feinen Gefäßäste weiter verfolgt werden können als in den Füllungsaufnahmen.

Wenn eine Kontrastmittelimbibition das Abgrenzen der Gefäße schlecht ermöglicht, heben diese sich im Subtraktionsbild ausreichend ab.

Zusammenfassend ergibt sich, daß das Subtraktionsverfahren eine Hilfe bietet und wesentlich zur Diagnose beiträgt, wenn die Füllungsaufnahme technische Mängel aufweist, so daß die Gefäßverläufe nicht vollständig zu sehen sind, oder wenn z.B. Kontrastmittelseen eine Abgrenzung der Gefäße nicht ermöglichen.

Auch das Beurteilen technisch einwandfreier Angiogramme wird durch das Subtraktionsverfahren erleichtert, da die Gefäße hervorgehoben und betont werden.

Beim Vergleich des elektronisch gewonnenen mit dem fotografischen Subtraktionsbild ist das elektronische Verfahren zweifellos überlegen. Zwar werden durch die fotografische Subtraktion die

die Gefäße ebenfalls herausgearbeitet, die feinen Äste werden jedoch nicht so gut verdeutlicht und sind nicht so weit zu verfolgen wie im elektronischen Subtraktionsbild. Das elektronische Verfahren liefert eine bedeutend bessere Wiedergabe der Gefäße. Ein weiterer Vorteil des elektronischen Verfahrens ist darin zu sehen, daß der Betrachter sich das Subtraktionsbild schnell vor Augen führen kann, während ein längerer Zeitaufwand notwendig ist, das Subtraktionsbild auf fotografischem Wege herzustellen.

5. Zusammenfassung

Zwei Verfahren zur Veränderung von Röntgenbildern, unter Einbeziehung des elektronischen Subtraktionsgerätes mit Harmonisierungszusatz der Firma Siemens, werden abgehandelt.

Nach einem kurzen Überblick über ältere Verfahren der Beeinflussung von Röntgenbildern wird die elektronische Kontrastharmonisierung durch Vidikonspeicher beschrieben. Bildbeispiele von Erkrankungen aus der Orthopädie veranschaulichen das Verfahren. Das zweite Verfahren ist das der elektronischen und fotografischen Subtraktion. Dieses wird ebenfalls durch Beispiele erläutert.

Das Harmonisierungsverfahren kann erfolgreich angewendet werden:

- 1) zur deutlicheren Darstellung der pathologischen Befunde
- 2) bei technisch nicht gelungenen Röntgenaufnahmen
- 3) zur Ergänzung der Indikationsstellung für weitere therapeutische Maßnahmen

4) zur Demonstration der anatomischen Verhältnisse im Unterricht

Das Subtraktionsverfahren bietet Vorteile:

- 1) zur besseren Beurteilung der Gefäßverläufe durch Unterdrücken der Knochenstruktur
- 2) zur genaueren Verfolgung der feinen Gefäßäste
- 3) bei technisch nicht einwandfreien Angiogrammen

So ermöglichen beide Verfahren eine deutlichere Darstellung der wichtigen Details und können in der Orthopädie nützlich angewendet werden.

5 Literaturverzeichnis

- 1) Arp, F.: Experimentelle Untersuchungen zur zweidimensionalen Aperturkorrektur von Fernsehaufnahmeröhren mit einem Vidikonspeicher.
Arch. Elektr. Übertr. 4: 205-219 (1966)
- 2) Backmund, H., Decker, K. und Loy, W.: Photographische Subtraktion - eine radiologische Routinemethode.
Fortschr. Röntgenstr. 104: 408-412 (1966)
- 3) Bischoff, K. und Bösche, H.: Verbesserung der Erkennbarkeit schwacher Röntgenkontraste in der Fernsehdurchleuchtung.
Radiologe 6: 211-214 (1966)
- 4) Bischoff, K. und Schott, O.: Eine neue Kontrastverstärkungseinrichtung für Röntgenaufnahmen.
Fortschr. Röntgenstr. 87: 239-248 (1957)
- 5) Craig, D.R.: The LogEtron: a fully automatic, servocontrolled scanning light source for printing.
Phot. Engng. 2: 219-226 (1954)
- 6) Deininger, H.K., Hesse, M. und Kammerer, V.: Die photographische und elektronische Subtraktion in der angiografischen Diagnostik.
Fortschr. Röntgenstr. 114: 650-655 (1971)
- 7) Fiebach, O. und Dorr, K.: Methodische Vereinfachung der Subtraktion bei Benutzung der 90-Sekunden-Entwicklungsmaschine.
Fortsch. Röntgenstr. 4: 474-478 (1972)

- 8) Frik, W.: Methoden zur Kennzeichnung der Bildqualität.
In: Bildgüte in der Radiologie. Fischer-Verlag: 45-67 (Stuttgart 1966)
- 9) Fuchs, W.A. und Messerschmid, U.: Die elektronische Detailverdeutlichung beim Röntgenfernsehen.
Fortschr. Röntgenstr. 105: 260-273 (1966)
- 10) Gebauer, A., Lissner, J. und Schott, O.: Das Röntgenfernsehen.
Thieme-Verlag (Stuttgart 1965)
- 11) Göbbeler, T. und Löhr, E.: Die Subtraktion angiografischer Bilder in der Röntgendiagnostik.
Deutsches Ärzteblatt 26: 1737-1745 (1973)
- 12) Goering, U. und Schott, O.: Der Begriff "Bild" in der Radiologie.
Röntgen-Bl. 19: 229-232 (1966)
- 13) Groh, F.: Ein elektronisches Subtraktionsgerät.
Röntgenpraxis 20: 43-51 (1967)
- 14) Groh, F.: Fernsehtechnik in der Röntgendiagnostik.
Sonderdruck aus VDI-Nachrichten 18 (1971)
- 15) Groh, F. und Haendle, J.: Harmonisierung und Farbsubtraktion.
Sonderdruck aus Electromedica 3 (1968)
- 16) Hacker, H. und Arburg, C.: Schnellverfahren für die Subtraktion in der täglichen Routinediagnostik.
Fortschr. Röntgenstr. 107: 803-806 (1967)
- 17) Haendle, J.: Beeinflussung der Ortsfrequenzcharakteristik beim Röntgenfernsehen.
Vortrag auf der FTG-Tagung in Heidelberg, 1966

- 18) Hanafée, W. and Stout, P.: Subtraction Technic.
Radiology 79: 658-661 (1962)
- 19) Oosterkamk, W.J. und Schut, Th.G.: Magnetische
Speicherung von Röntgenbildern.
Elektromedizin 6: 147-152 (1961)
- 20) Rittmeyer, K. und Freyschmidt, J.: Der Wert des
Subtraktionsverfahrens bei angio-
grafischen Untersuchungen bei Skelett-
tumoren.
Fortschr. Röntgenstr. 114: 656-662
(1971)
- 21) Schott, O.: Elektronische Beeinflussung von
Röntgenbildern.
Röntgen-Bl. 6: 241-250 (1968)
- 22) Schott, O.: Elektronische Informationsaufbereitung
in der Röntgendiagnostik.
Elektromedizin 12: 204-215 (1967)
- 23) Spiegler, G. und Kalman, J.: Ein neues Kopier-
verfahren zur Herstellung ideal har-
monischer Kopien nach kontrastreichen
Negativen.
Fortschr. Röntgenstr. 42: 509-518 (1930)
- 24) Ziedses des Plantes, B.G.: Subtraktion.
Fortschr. Röntgenstr. 52: 69-79 (1935)
- 25) Ziedses des Plantes, B.G.: Subtraktion.
Thieme-Verlag (Stuttgart 1961)
- 26) Ziedses des Plantes, B.G.: Die Bildgüte bei der
Subtraktion.
In: Bildgüte in der Radiologie. Fischer-
Verlag: 278-285 (Stuttgart 1966)
- 27) Ziedses des Plantes, B.G.: Das elektronische
Subtraktionsverfahren.
Electromedica 1: 23-25 (1968)
- 28) Zieler, E. und Westerkowsky, K.: Das Ampliskop,
ein experimentelles Gerät zur Harmoni-
sierung von Röntgenbildern.
Philips techn. Rundsch. 24: 194-203
(1962/1963)

Lebenslauf

- 1944 geboren am 6.7. in Ehringshausen als
einziges Kind des Diplom-Kaufmannes Dr. rer.
pol. Karl Fischer.
- 1963 Abitur der Schillerschule in Friedberg/Hess.
Danach Studium an der Hochschule für Er-
ziehung an der Johann-Wolfgang-Goethe-
Universität, Frankfurt und an der Pädago-
gischen Hochschule, Berlin.
- 1965 Studium der Medizin in Giessen, Examen am
22.1.71.
- 1972 am 1.4. Approbation als Ärztin, seither
Tätigkeit als Assistenzärztin in der
Inneren Medizin.
- 1970 am 4.6. Heirat mit Diplom-Volkswirt
Peter Baumeister.

